

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A)

昭55—158054

⑫ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 M 1/02

識別記号

庁内整理番号  
6829—4C

⑬ 公開 昭和55年(1980)12月9日

発明の数 2  
審査請求 有

(全 10 頁)

⑭ 液体の定量供給のための埋込形輸注装置用制御装置

⑮ 特 願 昭55—68806

⑯ 出 願 昭55(1980)5月23日

優先権主張 ⑰ 1979年5月23日 ⑱ 西ドイツ (DE) ⑲ P2920976.5

⑳ 発 明 者 マンフレート・フラネツキー  
ドイツ連邦共和国ウツテンロイ

ト・シユライフベーク7  
㉑ 発 明 者 カール・プレステレ  
ドイツ連邦共和国エルランゲン  
・ビスマルクシュトラッセ21  
㉒ 出 願 人 シーメンス・アクチエンゲゼル  
シャフト  
ドイツ連邦共和国ベルリン及ミ  
ュンヘン (番地なし)  
㉓ 代 理 人 弁理士 富村深

明 細 書

1. 発明の名称 液体の定量供給のための埋  
込形輸注装置用制御装置

2. 特許請求の範囲

1) 液体を容器からカテーテルの流出口へ送出  
する定量供給装置とその駆動回路とを1つの  
ケースに内蔵し患者の体内に埋込まれている  
輸注装置に患者の体外に位置する制御装置か  
ら制御指令あるいはプログラムを与えるため  
の信号伝達が、第1のコイルを有する制御装  
置と第2のコイルを有する駆動回路との間の  
誘導結合により行われる液体の定量供給のた  
めの埋込形輸注装置用の制御装置において、  
それ自体は公知の態様で制御装置 (3, 42,  
63) が誘導結合により伝達すべき信号に対  
するコード (9, 46, 68) を有し、また  
被埋込装置ケース (2, 20, 41, 43,  
62) 内の駆動回路が前記信号に対するデコ  
ード (25, 53, 74) を有することと、

(1)

特にコード/デコード (9/25, 46/53,  
68/74) により、被埋込装置ケース (2,  
41, 62) 内の定量供給装置 (27) に対  
する各制御信号が個々に所定のコードの後に  
伝達可能であり、もしくは被埋込装置ケース  
(2; 20, 41, 43, 62) 内の駆動回  
路に付属するメモリ (55, 57, 76) に  
収納される制御プログラムとしての全信号列  
がキー信号により所定のコードの後に伝達可  
能であることを特徴とする埋込形輸注装置  
用制御装置。

2) 制御またはプログラム設定装置 (3, 42,  
63) 内の送信コイル (12, 49, 71)  
としての第1のコイルのインダクタンスがそ  
れに同調するキャパシタンスを加えられて直  
列共振回路を形成しており、送信回路が一方  
では送信コイル (12, 49, 71) の幾何  
学的パラメータにより、他方では送信コイル  
の前に接続されたドライブ回路 (11) から

55001字  
10/1

(2)

- 供給される電流により定められることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- 3) 送信コイルの前に接続されたドライブ回路(11, 48)が発振器(10, 47)の後に接続されており、送信コイル(12, 49)により発せられる送信磁界が発振器(10, 47)により定まる一定の搬送周波数を有することを特徴とする特許請求の範囲第1項または第2項記載の装置。
- 4) 被埋込装置ケース(20, 51)内の駆動回路の受信コイル(21)としての第2のコイルがフェライトコイルであり、そのインダクタンスがそれと同調するキャパシタンスを加えられて並列共振回路を形成しており、その共振周波数が選択的に発振器の搬送周波数に同調可能であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- 5) 駆動回路内の受信コイル(21)とデコーダ(25)との間に交流電圧増幅器(22)。

(3)

- パルス列により、誘導伝送およびデコーディングの後にセットされることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- 8) 第1のカウンタ(55)のカウント状態により基本レートとして時間的に一定な輸注レートが定められ、他方第2のカウンタ(57)のカウント状態により追加輸注レートがタイマにより定められた時間間隔にわたり重畳されることを特徴とする特許請求の範囲第7項記載の装置。
- 9) 被埋込装置ケース(62)内の駆動回路がプログラムメモリとしてデジタルメモリ(76)を含んでおり、そのなかに外部のプログラム設定装置(63)から完全な日間輸注プログラムが繰返し可能な24時間リズムで書き込まれており、プログラムメモリに付属のタイマ(79)により周期的に読出されることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。

(5)

- 特開昭55-158054(2)
- パルス増幅器(23)およびパルス整形回路(24)が設けられていることを特徴とする特許請求の範囲第1項ないし第4項のいずれかに記載の装置。
- 6) 患者の体外に位置する制御装置(3, 42)内のコード(9, 46)が各入力パルスから所定の間隔(d)および所定のパルス幅(r)を有する1つの二重パルスを発生し、被埋込装置ケース内の駆動回路のデコーダが、所定の間隔(d)および所定のパルス幅(r)を有する二重パルスの後に所定の時間間隔(D > d)の間に他の信号が続かない場合に限って、定量供給装置に対する制御パルスを発することを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- 7) メモリがカウンタ(55, 57)を含んでおり、これらのカウンタが、制御またはプログラム設定装置(42)内で発せられ所定のコードにコード化されたキー信号を有するパ

(4)

- 10) 特定の時間間隔に対応づけられた輸注レートがコード(68)により所定のパルス間隔(d<sub>2</sub>)を有するパルス列に変換され、その際に種々の時間間隔のパルス列が所定の間隔(d<sub>1</sub>)を有する伝送休止により隔てられ得ることを特徴とする特許請求の範囲第9項記載の装置。
- 11) デジタルメモリ(76)にワードカウンタ(77)およびアドレスカウンタ(78)が対応づけられており、コード化されて伝送されデコーダ(74)内でデコードされた信号により一方では24時間リズムの時点に対応する記憶場所を定めるためアドレスカウンタ(78)が制御され、他方ではそのつどの記憶値を定めるためワードカウンタ(77)が制御されることを特徴とする特許請求の範囲第9項記載の装置。
- 12) 外部のプログラム設定装置(63)からコード(68)によりキー信号の伝送後に予め

(6)

プログラムを定められた輸注レートに従って  
次々と個々のパルス列がコード化されて伝送  
され、パルス列間の所定の間隔( $d_1$ )のパル  
ス休止中にパルスの数に対応する記憶値の書  
込みが行なわれ、同時にワードカウンタ(77)  
がリセットされ、またアドレスカウンタ(78)  
が次のアドレスへ進められることを特徴とす  
る特許請求の範囲第9項または第10項記載  
の装置。

13) 第1のコイル、パルス増幅器、パルス整形  
回路およびデコードから構成された信号受信  
器(21ないし25)から制御信号検出後に  
返送信号が発せられ、この返送信号が外部の  
制御装置(3)内の第2のコイルにより試験  
信号として検出され得ることを特徴とする特  
許請求の範囲第1項ないし第12項のいずれ  
かに記載の装置。

14) 液体を容器からカテーテルの流出口へ送出  
する定量供給装置とその駆動回路とを1つの

(7)

の後に増幅・整流回路(83)およびパルス  
整形回路(84)が接続されており、その出  
力パルスにより音声周波数発振器(85)が  
制御されることを特徴とする特許請求の範囲  
第14項記載の装置。

16) パルス整形回路(84)に周波数測定回路  
(87)が接続されており、その指示器(88)  
が監視装置ケース(81)に取付けられてい  
ることを特徴とする特許請求の範囲第14項  
または第15項記載の装置。

### 3. 発明の詳細な説明

本発明は、液体を容器からカテーテルの流  
出口へ送出する定量供給装置とその駆動回路とを1  
つのケースに内蔵し患者の体内に埋込まれている  
埋込形輸注装置に患者の体外に位置する制御装置  
から制御指令あるいはプログラムを与えるための  
信号伝達が、第1のコイルを有する制御装置と第  
2のコイルを有する駆動回路との間の誘導結合に  
より行われる埋込形装置、特に液体の定量供給の

(9)

ケースに内蔵し患者の体内に埋込まれている  
埋込形輸注装置に患者の体外に位置する制御  
装置から制御指令あるいはプログラムを与え  
るための信号伝達が、第1のコイルを有する  
制御装置と第2のコイルを有する駆動回路と  
の間の誘導結合により行われる液体の定量供  
給のための埋込形輸注装置用の制御装置にお  
いて、制御またはプログラム設定装置(3,  
42)に追加して、非選択性の第3のコイル  
(82)を有する固有の監視装置(81)が  
用意されており、第3のコイルが一方では制  
御装置(3)から発せられた送信磁界を検出  
し、他方では輸注装置の作動中に定量供給装  
置(27)から発せられた磁界を検出して、  
音声周波数発振器(19)により制御される  
スピーカ(86)を介して音響信号として指  
示することを特徴とする埋込形輸注装置用の  
制御装置。

15) 監視装置(81)内の第3のコイル(82)

(8)

ための埋込形輸注装置用の制御装置に関する。

液状薬剤により患者を治療する際、輸注レート  
を一定に設定するだけでは不十分なことが多く、  
特定の時間間隔で単位時間当りに輸注される液体  
の量を再調節し、切換え、またはプログラムに従  
って変更することが可能でなければならない。こ  
のことは特に糖尿病の治療のためインシュリンを  
継続的に輸注する場合に必要である。なぜならば、  
糖尿病患者のインシュリン所要量は日中はたとえ  
ば食事時間のリズムにより大きく変動し、他方夜  
間にはほぼ一定であるからである。

ドイツ連邦共和国特許出願公告第2513467  
号公報により、定量供給装置を備えた埋込形の輸  
注装置は公知である。埋込まれる輸注装置のすべ  
での構成要素は身体組織に対して親和性を有する  
材料たとえばチタンから成るケースに内蔵されて  
いる。体内の輸注装置に対するプログラム設定装  
置は患者の体外に携帯される。プログラム設定装  
置から輸注装置の駆動回路へ制御信号を伝達する

(10)

ため、両装置のなかの誘導コイルの間の磁気結合が利用される。

患者の体外からの遠隔制御には磁気誘導による信号伝達が適していることが知られている。なぜならば、被運込装置の外部にアンテナを必要としないからである。しかし、このような磁気結合の到達距離は比較的わずかであり、主として磁気送信機の幾何学的および電気的パラメータにより定まる。

このような磁気誘導による信号伝達系の欠点は、本来の送信磁界とならんで周囲からの外部磁界も誘導コイルに作用し得ることである。特に輸注装置では、外部磁界の干渉により駆動回路内に定量供給装置に対する制御信号が生じて、場合によっては生命に関わる誤作動を惹起する危険がある。

従つて本発明の目的は、埋込形装置用の制御装置として信号伝達が外部からの擾乱を受けずに行なわれるものを提供することである。この場合意図外の定量供給装置の制御は確実に防止されな

00

制され得ないことが保証される。

制御またはプログラム設定装置内の送信コイルとしての第1のコイルのインダクタンスがそれに同調するキャパシタンスを加えられて直列共振回路を形成しており、送信磁界が一方では送信コイルの幾何学的パラメータにより、他方では送信コイルの前に接続されたドライブ回路から供給される電流により定められることは好ましい。送信コイルの前に接続されたドライブ回路が中間周波数発振器の後に接続されているので、送信コイルにより発せられる送信磁界が発振器により定まる一定の搬送周波数を有する。被運込装置ケース内の駆動回路の受信コイルとしての第2のコイルがフエライトコイルであり、そのインダクタンスがそれに同調するキャパシタンスを加えられて並列共振回路を形成しており、その共振周波数は選択的に発振器の搬送周波数に同調可能であり、それにより送信磁界に対する選択性アンテナとしての役割をする。

03

特開昭55-158054(4)

ればならない。

この目的は、本発明によれば、それ自体は公知の原理で制御装置が誘導結合により伝達すべき信号に対するコードを有し、また被運込装置ケース内の駆動回路が前記信号に対するデコードを有することと、特にコード/デコードにより、被運込装置ケース内の定量供給装置に対する各制御信号が個々に所定のコードの後に伝達可能であり、もしくは被運込装置ケース内の駆動回路に付属するメモリに収納される制御プログラムとしての全信号列がキー信号により所定のコードの後に伝達可能であることを特徴とする埋込形装置用の制御装置により達成される。

本発明による装置では、予め設定可能なプログラムに従つて液体を供給する目的で定量供給装置を作動させるため被運込装置ケース内の駆動回路において、所定のコードを満足する制御信号のみが有効にされる。それによつて被運込装置ケース内の定量供給装置に対する駆動回路が意図外に制

02

本発明の1つの好ましい実施例では、患者の体外に位置する制御装置内のコードが各入力パルスから所定の間隔および所定のパルス幅を有する1つの二重パルスを発生し、被運込装置ケース内の駆動回路のデコードが所定の間隔および所定のパルス幅を有する二重パルスの後に所定の時間間隔の間に他の信号が続かない場合に限つて、定量供給装置に対する制御パルスを発する。この実施例では輸注装置内の駆動回路に対する各制御パルスが個々にコード化されて伝達されるが、他の実施例では完全なプログラムを全体としてコード化して伝達することもできる。

本発明のこのようを実施例では、輸注装置内の駆動回路にメモリが対応づけられており、このメモリのなかにコード/デコードによりコード化されて伝達される制御プログラムが収納される。このようにメモリは、もし輸注装置内でただ2つの変数が変更され、それ以外は所定のプログラムに従つて輸注が行なわれるのであれば、2つのカウ

04

ンタから構成され得る。これはたとえば輸注装置が設定可能で時間的に一定な輸注レートを基本レートとして作動し、それに必要に応じて追加的な時間的に限定された輸注レートが重畳される場合である。それに対して、他の実施例では、日中の間の輸注レートのプログラムを設定し得るようなメモリを使用することもできる。

すなわち本発明では2つの相異なる制御方法が可能である。第1は、外部の制御装置が患者により体外に携帯され、制御装置が常に被運込輸注装置に対する積極的な制御機能を受持つ場合である。第2は、送信器を有する外部のプログラム設定装置が単に輸注装置におけるメモリのプログラム変更のために利用される場合である。その場合、時間的に一定な輸注の基本レートおよびそれに重畳すべき追加レートの変更を行なうこともできるし、輸注レートが時間的に変化する日間輸注プログラムを設定することもできる。本発明の種々の実施例に共通の利点として、駆動回路内に意図外

09

ユニット5は外部から設定器6および7により設定可能である。設定器6および7は選択ダイヤルを有する段階スイッチとして構成されていることが好ましい。第1の設定器6により輸注の基本レートをたとえばインシュリン輸注の場合0.4ないし2.0 I U/h (1時間あたりの国際(インシュリン)単位)に設定可能であり、また第2の設定器7により所定の時間たとえば1時間にわたり輸注量を増加させるいくつかの所定の輸注プログラムを選択可能である。プログラム設定ユニット5の後にコード9、発振器10およびドライブ回路11が直列に接続されており、それらを介して交番磁界発生用の送信コイル12がドライブされる。プログラム設定ユニット5には、選択された基本レートまたはプログラムをデジタル指示するための液晶指示器8が並列に接続されている。さらにケース4にはエネルギー源として電池13が内蔵されている。

運込形輸注装置2は心臓ペースメーカーと同様

09

特開昭55-158054(5)

の制御信号が生じないように、コードを用いて信号伝達が確実に行なわれる。

以下、図面により本発明の実施例を詳細に説明する。いくつかの図面において同一の部分には同一の符号が付されている。

第1図は腹部に輸注装置2を運込まれた患者1を示す。この輸注装置は皮膚の直下で筋肉または脂肪の上に位置する平坦なカプセルから成り、このカプセルからカテーテルが体内の静脈に差込まれている。患者1は体外に制御装置3をたとえば首に掛けて携帯しており、この制御装置が誘導結合により体内の輸注装置のなかの駆動回路に作用する。制御装置3は被服のポケットに入れて携帯されてもよい。

第2図には輸注装置2およびそれを制御する制御装置3の構成が示されている。制御装置3のケース4のなかに、プログラム設定装置として輸注の基本レートおよびプログラムを切換えるためのユニット5が設けられている。プログラム設定ユ

09

ニ体内組織に対して親和性を有する材料たとえばチタンから成る平坦なケース20におさまられたカプセルである。このカプセルは静脈17の近くで皮膚の直下の筋肉または脂肪の上に運込まれている。ケース20のなかの受信コイル21の後に交流電圧増幅器22、パルス増幅器23、パルス整形回路24およびデコード25が直列に接続されており、それによりモータドライブ回路26が制御される。モータドライブ回路26は定量供給ユニットとしてのローラポンプ27のステップモータを駆動する。ローラポンプ27により輸注液体が容器28から送出しチューブ29を経てカテーテル31の接続口まで送出される。カテーテル31の先端は静脈17のなかに差込まれているので、静脈内への輸注が行なわれる。液体容器28の補充口30は皮膚下に位置するケース壁と結合されているので、必要に応じて注射器により輸注液体を容器28内に補充することができる。

本発明の上記の実施例ではインシュリン輸注の

09

09

仕方が任意の時点に体外から制御装置 3 により制御される。そのために送信機は受信機を常に信号到達距離内に置くように設計されていなければならない。磁界の強さは距離に著しく関係し ( $1/r^2$  の関係)、また約 0.5 m の到達距離が保証されなければならないので、強力な送信磁界が発生しなければならず、また受信回路は相応に高感度に設計されていなければならない。

コード・デコード間の制御信号の伝達は下記のように行なわれる。コード 9 はプログラム設定ユニットの各制御パルスから特定間隔  $d$  および特定パルス幅  $\tau$  の二重パルスを発する。発振器 10 は 10 をいし 30 kHz の中間周波数範囲の搬送周波数を供給する。このような搬送周波数は体内の輸注装置 2 の金属ケース 20 を貫通するために必要である。ドライブ回路 11 は送信コイル 13 に対して電流を供給する。送信コイル 13 のインダクタンスと直列共振を生ずるようコンデンサを接続しておけば、送信コイルの効率が共振回路の

69

所定の時間間隔  $D > d$  の間に他のパルスが到来しない場合に限って、モータドライブ回路 26 に対して制御パルスを発する。それにより擾乱パルスは大きな安全性をもつて排除される。特に、それによつて、たまたまコード化信号の周波数を有して到来するかもしれない擾乱パルスが制御機能をトリガして誤った輸注レートを設定する危険も回避される。

コード化信号の構成は第 2 図に追加して示されている。3 つのコーディング・パラメータ、 $d$  および  $D$  により、プログラム設定ユニット 5 の制御信号のみによりポンプ 27 が制御されることが十分な安全性をもつて保証されている。

第 3 図には、腹部に輸注装置 41 を挿入された患者 40 が体外から制御装置 42 を輸注装置 41 に近接させ、皮膚を通して、輸注装置内の駆動回路に付属するメモリ内に固定記憶されている輸注の基本レートおよびプログラムを切換えている状態が示されている。

70

特開昭55-158054(6)

共振の鋭さ  $Q$  に応じて高められる。

コード 9 で発振器 10 を制御することにより、搬送周波数はコード化されたパルスで断続される。送信コイル 12 から発生する交番磁界はコードに従つて断続される。この断続される磁界は患者の体内の輸注装置の受信コイル 21 に交番電圧を誘起させる。

受信コイル 21 としてはフェライトコイルが用いられており、そのインダクタンスは並列コンデンサのキャパシタンスとともに、送信機の発振器 10 の搬送周波数と同調する並列共振回路を形成している。誘起した交番電圧は交流増幅器 22 およびその後接続されたパルス増幅器 23 により増幅される。その際、パルス増幅器はその下限周波数をコード化信号のパルス幅  $\tau$  に合わされている。次いでパルス整形回路 24 から方形パルスが発せられる。この方形パルスはデコード 25 に送る。デコード 25 はそれに到来した特定間隔  $d$  を有する二重パルスから、この二重パルスの後に

71

第 4 図の制御装置 42 では、輸注の基本レートおよびプログラムを選択するためにケース 43 の外部に設けられた設定器 44、45 が直接にコード 46 に作用する。コード 46 の後には、第 2 図の制御装置 3 と同様に、発振器 47、ドライブ回路 48 および送信コイル 49 が接続されている。ケース 43 にはさらにエネルギー源として電池 50 が内蔵されている。

対応する輸注装置 41 は第 2 図で説明した受信コイルおよび構成要素 26 をいし 33 とならんで、第 2 図における駆動回路とは異なる駆動回路を有する。受信コイル 21 の後に受信増幅器 52 およびデコード 53 が直列に接続されており、さらにその後第 5 図で詳細に説明する記憶・制御回路 54 が接続されている。この特別な構成の記憶・制御回路 54 によりモータドライブ回路 26 を介して輸注ポンプのモータが駆動される。

この実施例では、制御装置を輸注装置が挿入されている腹部に当てて制御が行われるので、信号

72

伝達は最大0.1 mの至近距離で可能であれば十分である。

第5図の符号21, 26, 27, 52および53は第4図で示した要素に対するものである。記憶・制御回路54は主として、それぞれクロック56および58を依置接続した2つのカウンタ55および57と、1つの1時間タイマ59と、1つのゲート60とから成る。デコーダ53は3つの出力A, BおよびRを有する。出力Aによりクロック56を有する基本レートメモリとしての第1のカウンタ55が制御され、また出力Bによりクロック58を有する追加レートメモリとしての第2のカウンタ57が制御される。両クロック56および58の信号はギアゲート60により結合されているので、その出力端には両クロック信号の和が基本レートおよび追加レートの重ね合わせとして現われる。このクロック信号によりモータドライブ回路26が制御される。デコーダ53の信号出力Rによりプログラム変更前に両カウンタ55

イマ59により制御されて、基本レートと追加レートを加えたレートで輸注が行なわれる。所定時間の経過後、再び基本レートによる輸注が行われる。

第6図には輸注装置62を搬送された患者61が示されている。体外のプログラム設定装置63は送信コイル64とケーブルなどにより接続されている。プログラム設定装置63は卓上形であり、日間の輸注必要量に応じたプログラムを設定するためのマトリクス領域を有する。プログラムは体内の輸注装置に近接可能な送信コイルにより伝達される。

第7図で63は時にピンボード65を有する第6図のプログラム設定装置を示している。ピンボードの行は種々の輸注レートに対応し、列は24時間にわたり1時間または0.5時間の間隔で任意に繰返し可能な日間リズムの時点に対応している。ピンボード65にピンを差込むことにより日間プログラムを設定することができる。この日間プロ

特開昭55-158054(7)

および57がそのつど零にリセットされる。同時に信号Rはタイマをトリガし、このタイマが所定時間たるとは1時間の経過後にカウンタ57を零にリセットする。それにより追加レートにより輸注は終了する。

従つて体外の制御装置により輸注装置内の駆動回路を任意の時点に切換えることができる。このことはパルス図に示されている。デコーダ53は相異なるパルス間隔 $d_1$ および $d_2$ を有するパルス列を分離する。第2図と同様にデコーダ53はパルス間隔 $d_1$ を有する最初の二重パルス信号をキー信号として検出し、カウンタ55および57に対するリセットパルスRを発する。それにより、以前に記憶された情報は消去される。次いで、パルス間隔 $d_1$ を有する第1のパルス列が第1のメモリを制御装置で設定された基本レートに対する値にロードする。パルス間隔 $d_2$ を有する第2のパルス列は第2のメモリを制御装置で設定された追加レートに対する値にロードする。切換後、

グラムは、必要であれば、プログラム記憶媒体66に一時記憶することができる。プログラム記憶媒体は適当なリーダー67により読出し可能なパンチカード、磁気カードなどである。

プログラム設定装置63またはプログラムリーダー67によりコード68が制御される。特定の時間間隔に対する輸注レートがパルス間隔 $d_2$ を有するパルス列に変換され、その際パルスの数がレートに相当するようにコード化が行なわれることは目的にかなつてゐる。種々の時間間隔のパルス列が間隔 $d_1$ を有する特定のパルス休止により隔てられる。パルス間隔 $d_1$ を有する最初の二重パルスはキー信号として用いられ得る。プログラム設定装置63ではもちろん、プログラムの読出しが開始される実際の時刻を設定することができる。それにより実際の時刻と同期したプログラム伝達が保証されている。

コード68は同様に発振器69およびドライブ回路70を経て送信コイル71をドライブする。

受信コイル21で受信された信号はパルス整形回路付き受信増幅器73、デコーダ74および記憶・制御回路75を経て前記のように輸注ポンプのモータドライブ回路26に送る。

記憶・制御回路75は第8図に鎖線のブロック内に示されている。構成要素21、26および27ならびに73および74は前記実施例におけるものと同様である。記憶・制御回路75の主要な構成要素はデジタル半導体メモリ76(RAM)であり、それにワードカウンタ77、アドレスカウンタ78、タイマ79およびクロック80が付属している。プログラム設定中、デコーダ73からそれぞれワードパルスおよびアドレスパルスが発せられる。パルス列の個々のパルスはワードパルスとしてワードカウンタ77に与えられ、パルス休止の後、ワードカウンタ77の内容は適当な記憶場所に記憶され、ワードカウンタ77はリセットされ、またアドレスカウンタ78が次のアドレスへ進められる。

初

りから適当なものが患者により取出され、プログラム読出しのためカードリーダー67を有する伝送装置に差込まれる。カードから読出されたプログラムは輸注装置に伝送され、そのデジタルメモリ75に書き込まれる。

装置の機能を監視するため、第1図ないし第2図、第3図ないし第5図および第6図ないし第8図の実施例において、体外の装置の送信コイルから送信された各パルスを体内の輸注装置の駆動回路から返送させて確認することもできる。この場合、輸注装置のコイルがパルス受信後に信号を返送する。それにより正しい情報伝達が個々の制御段階で確認される。このように構成では、体外の送信装置の送信コイルが同時に受信コイルとして用いられ、また体内の輸注装置の受信コイルが同時に送信コイルとして用いられる。返送のためには輸注装置の送信/受信コイルに電流パルスを流せば十分であり、返送のための搬送周波数は必要でない。

終

デジタル半導体メモリ76のなかにはたとえば0.5時間刻みで10種類の輸注レートを有する日間輸注プログラムを収納しておくことができる。このプログラムはタイマ79により実際の時刻と同期してパルスとしてクロック80からモータドライブ回路26に与えられる。

第6図ないし第8図の輸注装置の実施例は、患者の個々の必要量に応じて日間輸注プログラムが医師により固定位置のプログラム設定装置で設定される病院内での使用に適している。メモリへの書き込みは、この場合、プログラムの設定と同様に固定位置で行なわれる。しかし、プログラム記憶媒体に記憶された日間プログラムを移動形の伝送装置により患者自身が書き込むことも可能である。このような装置は大体において第3図の制御装置42に相当し、ただし基本および追加レートの設定器のかわりにプログラムリーダーが用いられている。パンチカードまたは磁気カードに記憶された平日、休日などに対応するプログラムのライブラ

終

さらに本発明の実施例として、制御装置または輸注装置の機能監視を連続的に行なうこともできる。そのためには第9図に示すように監視装置ケース81のなかに誘導コイル82を受信コイルとして設けておく。コイル82の後に増幅・整流回路83およびパルス整形回路84が直列接続されている。たとえば送信コイルまたは体内の輸注装置のポンプモータコイルから発せられてコイル82により受信された信号はパルス整形回路84により所定の方形波信号に変換される。パルス整形回路84により音声周波数発振器85が制御され、それによりスピーカ86がドライブされる。

監視装置の誘導コイル82は、輸注装置の受信コイルと異なり、選択性ではなくまた至近距離用に設計されている。監視装置を制御装置または輸注装置に接近させると、広い帯域でどこかに生じている磁界のすべてが受信される。ポンプ27のステッピングモータから生ずる磁界も検出される。従つて、患者自身が携帯形監視装置を制御装置また

終



は身体に当てることにより直接的に装置の機能を音響で監視することができる。輸注レートの定量的な監視のため、パルス整形回路 8 4 に指示器 8 8 を有する周波数測定回路 8 7 を接続しておくことができる。適当に校正しておけば、指示器 8 7 により直接的に輸注レートをたとえば  $I \cdot E / h$  で知ることができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第 1 図は輸注装置を体内に挿入され、その制御装置を体外に携帯している患者を示す概要図。第 2 図は第 1 図の輸注装置および制御装置の構成と制御装置から輸注装置へ伝達される制御パルスの時間的関係とを示す図。第 3 図は体内に挿入された輸注装置を体外の制御装置から磁気結合により制御している患者を示す概要図。第 4 図は第 3 図の輸注装置および制御装置の構成図。第 5 図は第 4 図の輸注装置内の駆動回路の構成と輸注の基本レートおよびプログラムの切換のため制御装置から伝達される制御パルスの時間的関係とを示す

(3)

モータドライブ回路、27…ローラポンプ、28…液体容器、29…送出しチューブ、30…補充口、31…カテーテル、40…患者、41…輸注装置、42…制御装置、43…制御装置ケース、44, 45…設定器、46…コード、47…発振器、48…ドライブ回路、49…送信コイル、50…電池、52…受信増幅器、53…デコード、54…記憶・制御回路、55, 57…カウンタ、56, 58…クロック、59…1時間タイマ、60…ゲート、61…患者、62…輸注装置、63…プログラム設定装置、64…送信コイル、65…ピンボード、66…プログラム記憶媒体、67…プログラムリーダー、68…コード、69…発振器、70…ドライブ回路、71…送信コイル、73…受信増幅器、74…デコード、75…記憶および制御回路、76…半導体メモリ、77…ワードカウンタ、78…アドレスカウンタ、79…クロック、80…タイマ、

(3)

特開昭55-158054(9)

図、第 6 図は患者の体内に挿入された輸注装置の輸注プログラムの設定が体外の送信コイルと接続されたプログラム設定装置により行われる場合を示す図。第 7 図は第 6 図のプログラム設定装置から送信コイルまでの回路とそれにより制御される輸注装置内の駆動回路とのブロック図、第 8 図は輸注装置内の駆動回路の構成とそれと与えられる制御パルスの時間的関係とを示す図、第 9 図は制御装置および輸注装置を監視するための装置の構成図である。

1…患者、2…輸注装置、3…制御装置、4…制御装置ケース、5…プログラム設定ユニット、6, 7…設定器、8…指示器、9…コード、10…発振器、11…ドライブ回路、12…送信コイル、13…電池、15…皮膚、16…筋肉および脂肪、17…静脈、20…輸注装置ケース、21…受信コイル、22…交流電圧増幅器、23…パルス増幅器、24…パルス整形回路、25…デコード、26…

(2)

81…監視装置ケース、82…誘導コイル、83…増幅および監視回路、84…パルス整形回路、85…音声周波数発振器、86…スピーカ、87…周波数測定回路、88…指示器。

(11A) 代理人 方原士 富村 淳

(3)

